

# ANÁLISE DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR DE IDOSOS, EM SOLO ESTÁVEL E INSTÁVEL

Luana Meneghini Belmonte<sup>1</sup>  
Maira Naman<sup>2</sup>  
Heitor Luiz Furtado<sup>3</sup>  
Danielly Rosângela Nunis<sup>4</sup>  
Davidson Da Silva Costa<sup>5</sup>  
Luiz Augusto Oliveira Belmonte<sup>6</sup>

BELMONTE, L. M.; NAMAN, M.; FURTADO, H. L.; NUNIS, D. R.; COSTA, D. da S.; BELMONTE, L. A. O. Análise da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior de idosos, em solo estável e instável. *Arq. Ciênc. Saúde UNIPAR*, Umuarama, v. 17, n. 2, p. 127-134, maio/ago. 2013.

**RESUMO:** O estudo teve como objetivo analisar a atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em solo estável e instável em idosos e comparar os sinais entre os gêneros e entre os solos. A amostra foi composta por 13 idosos, de idades entre 60 e 70 anos, sendo 6 homens e 7 mulheres. A coleta do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior foi realizada inicialmente em apoio unipodal em solo estável (solo), em apoio unipodal em solo instável (cama elástica) e finalmente em contração isométrica voluntária máxima (CIVM). Os indivíduos também foram submetidos ao teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico (AGIL). Para a análise estatística entre os sujeitos do mesmo grupo foi utilizado o teste *t student* paramétrico, e entre grupos diferentes foi utilizado o teste *t student* não paramétrico, para intervalo de confiança  $p < 0,05$ . Quanto aos resultados verificou-se que não houve diferença significativa na % do *Root Mean Square* (RMS) da CIVM do músculo tibial anterior entre os gêneros e os solos. Não houve diferença significativa entre os gêneros no AGIL. Entretanto os resultados das médias dos valores de RMS do músculo tibial anterior, em solo instável, dos indivíduos idosos do presente estudo (166 $\mu$ V no gênero feminino e 204 $\mu$ V no gênero masculino) são consideravelmente maiores que os valores de RMS de indivíduos jovens em outros estudos (90 $\mu$ V). Ressalta-se com os resultados, a importância do trabalho de propriocepção para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular em idosos buscando a melhora da capacidade funcional.

**PALAVRAS-CHAVE:** Idosos; Equilíbrio; Eletromiografia.

## ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY ANALYSIS OF TIBIALIS ANTERIOR MUSCLE IN ELDERLY IN STABLE AND UNSTABLE SOIL

**ABSTRACT:** The study aimed to analyze the electromyographic activity of the tibialis anterior muscle in stable and unstable soil in the elderly and compare the signals between genders and between soils. The sample consisted of 13 elderly, aged between 60 and 70 years, 6 men and 7 women. The EMG signal from the tibialis anterior muscle was initially performed on one foot on stable ground (soil) in one foot on unstable ground (trampoline) and finally voluntary isometric contraction (MVIC). The subjects were also tested with Agility and Dynamic Equilibrium (AGIL). Statistical analysis between the subjects of the same group was used parametric Student t test, and between different groups we used the Student t test nonparametric confidence interval for  $p < 0.05$ . As the results showed that there was no significant difference in % Root Mean Square (RMS) of the tibialis anterior muscle MVIC between genders and soils. There was no significant difference between genders in AGIL. However the results of mean RMS values of the tibialis anterior muscle in unstable soil, the elderly subjects in this study (166 $\mu$ V 204 $\mu$ V in females and in males) are considerably larger than the RMS values of young individuals in other studies (90 $\mu$ V). It is emphasized by the results, the importance of the work of proprioception to improve the reactivity and the pattern of neuromuscular recruitment in elderly seeking improved functional capacity.

**KEYWORDS:** Elderly; Balance; Electromyography.

### Introdução

O envelhecimento pode ser entendido como um processo dinâmico e progressivo, caracterizado tanto por alterações morfológicas, funcionais e bioquímicas, quanto por modificações psicológicas. Estas modificações determinam progressiva perda de capacidade de adaptação ao meio ambiente, ocasionando maior vulnerabilidade e maior incidência de processos patológicos, que podem levar o indivíduo a morte. A capacidade funcional é uma das alterações mais percebidas e reflete ao idoso o processo de dependência e incapacidade funcional (CARVALHO FILHO; PAPALÉO NETTO, 2006; GUIMARÃES; CUNHA, 2004)

Na atualidade, o envelhecimento populacional é um processo globalizado. O Brasil apresenta um aumento significativo de idosos, demonstrado nos dados demográficos: em 2000, os idosos representavam 8, 6% do total da população; já em 2010, eles constituíam 10, 7%. As projeções estatísticas apontam que, em 2025, o Brasil deverá ter 15% de sua população constituída por idosos, o que colocará o país em sexto lugar no ranking mundial. (IBGE, 2010). Segundo a Organização Mundial de Saúde e do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, entre 1950 e 2025, a população de idosos, em países em desenvolvimento como o Brasil, crescerá dezesseis vezes contra somente cinco vezes da população total (ZANELLA, et al., 2010).

<sup>1</sup>Fisioterapeuta Professora da Universidade do Sul de Santa Catarina e Mestre em Neurociência pela Universidade Federal de Santa Catarina. - luana.meneghini@unisol.br

<sup>2</sup>Aluna do Mestrado em Ciências do Movimento Humano - mairanaman@hotmail.com

<sup>3</sup>Professor de Educação Física e Mestre em Educação pela Universidade do Vale do Itajaí. - heitorluizfurtado@hotmail.com

<sup>4</sup>Fisioterapeuta pela Universidade do Sul de Santa Catarina - daniellynunis@gmail.com

<sup>5</sup>Fisioterapeuta pela Universidade do Sul de Santa Catarina. - davidsoncosta.fisio@gmail.com

<sup>6</sup>Fisioterapeuta Professor da Universidade do Sul de Santa Catarina e Mestre em Ciências do Movimento Humano pela Universidade do Estado de Santa Catarina. - luiz.belmonte@unisol.br

Em decorrência deste processo, medidas de avaliação e tratamento são necessárias para o correto entendimento e elaboração de medidas de intervenção na população idosa, como por exemplo o entendimento do equilíbrio na terceira idade. As manifestações das alterações do equilíbrio corporal têm grande impacto para os idosos, podendo levá-los à redução de sua autonomia social, uma vez que acabam reduzindo suas atividades de vida diária, trazendo sofrimento, instabilidade corporal, medo de cair e altos custos com o tratamento (SOUZA; FEIJÃO, 2010).

De acordo com Toledo; Barela (2010) os fatores que levam a população idosa a sofrer consequências funcionais estão: fatores biológicos, doenças e causas externas. O idoso fica mais vulnerável às doenças crônicas degenerativas, como as cardiovasculares, cerebrovasculares, câncer, transtornos mentais e aquelas que afetam o sistema locomotor e os sentidos (VERAS, 2009).

Segundo a Classificação Internacional de Doenças (CID-10) a queda é uma das causas externas e representa um grande problema para os idosos, dadas as suas consequências, como lesões de partes moles, restrição prolongada no leito, hospitalização, institucionalização, risco de doenças, fraturas, incapacidade e até morte. Além disso, o medo de novas quedas leva o idoso a diminuir suas atividades, provocando a síndrome da imobilidade (TOLEDO; BARELA, 2010). Pikes, et al., (2000) afirma que algumas quedas ocorrem quando a atividade, como a marcha em terrenos acidentados ou pedregosos, exige maior esforço dos indivíduos idosos. Coutinho e Silva (2002) em seu estudo evidenciaram que 66% das quedas em idosos ocorrem no próprio lar e 22% na rua. O evento queda pode ocorrer em qualquer idade, porém entre idosos, tem grande importância tendo em vista as consequências biopsicossociais que acarretam.

A ocorrência de quedas nesta população tem etiologia multifatorial, dependendo tanto de fatores intrínsecos quanto extrínsecos (LOPES, et al., 2009). Os principais fatores de risco para quedas em idosos estão relacionados ao decréscimo das aptidões físicas como flexibilidade, agilidade e força muscular (PEREIRA; VOGELAERE; BAPTISTA, 2008).

A proporção de mulheres que sofrem quedas é maior que a de homens e com maior risco de fraturas. (CAMPBELL, et al., 1990). Pesquisadores relatam que mulheres idosas apresentam maior propensão para quedas devido à menor massa magra e força muscular, maior prevalência de doenças crônico-degenerativas e exposição às atividades domésticas (FOLDAVARI, et al., 2000; FRIED, et al., 2001, PERRACINI; RAMOS, 2002).

A força muscular dos membros inferiores é fundamental para gerar o momento articular no instante do desequilíbrio, assume-se que a força e a taxa de desenvolvimento de torque são vitais para o sucesso da recuperação. Desta forma, idosos com fraqueza muscular de membros inferiores são mais propensos à queda (PIJNAPPELS, et al., 2008). Em um estudo de Ferreira, et al., (2009) avaliou-se a ativação muscular de diferentes músculos do tornozelo em solos estáveis e instáveis e verificou-se que o músculo tibial anterior apresentou maior ativação quando comparado a outros músculos, independentemente do tipo de solo.

Com a eletromiografia algumas variáveis podem ser monitoradas como intervalos de ativação muscular e são

utilizados para avaliar coordenação motora e eficácia de tratamento (GABRIEL, et al., 2007), através da diminuição do espectro de frequência para baixas frequências (MERLETTI; KNAFLITZ; De LUCA, 1992), identificação de doenças neuromusculares específicas (ZWARTS; DROST; STEGEMAN, 2000) e outras alterações neuromusculares devido à idade (MERLETTI; SABBABI; De LUCA, 1984), exercício (CASALE, et al., 2003). A partir do exposto, o estudo tem como objetivo analisar a atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em solo estável e instável, em idosos e comparar os sinais entre os gêneros e nos diferentes tipos de solo.

## Metodologia

A amostragem desta pesquisa foi do tipo não probabilístico e intencional, ou seja, foram escolhidos casos para a amostra que representam o bom julgamento da população (GIL, 2002). A amostra foi composta por 13 idosos, sendo 6 indivíduos do gênero masculino e 7 indivíduos do gênero feminino. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Sul de Santa Catarina com o número de protocolo de 11.386.4.08. III, adotando os preceitos éticos preconizados pela resolução 196 do Conselho Nacional de Saúde.

## Instrumentos

Para coleta de dados foram utilizados os seguintes instrumentos: para coleta dos parâmetros eletromiográficos, o eletromiógrafo, da marca Miotec, um computador pessoal portátil. Foi utilizados eletrodos de superfície e descartáveis para monitoração cardíaca da marca Maxicor®. Uma cama elástica para a realização dos exercícios, uma balança profissional mecânica antropométrica com estadiômetro da marca Welmy de até 150Kg para a coleta da medidas (estatura e peso), para realização do cálculo do índice de massa corporal (IMC) e uma cadeira para avaliar o equilíbrio e agilidade, pelo teste de agilidade e equilíbrio dinâmico (AGIL).

## Procedimentos

A coleta foi realizada de forma individual. Para a coleta dos parâmetros eletromiográficos inicialmente, na região de colocação dos eletrodos de superfície, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool 70,0%, além de ter sido realizado a abrasão com uma lixa. Pois uma preparação da pele deve ser efetuada e inclui a tricotomia para remover os pelos do sítio de colocação do eletrodo, em seguida a pele deve ser limpa com álcool. A maioria dos pesquisadores deste campo considera uma impedância aceitável da pele situada em níveis inferiores a 20.000 Ohms (PORTNEY; ROY, 2004).

Visto que os sinais mioelétricos possuem vários componentes de frequências diferentes, guias gerais para bandas de passagem de frequência sugerem faixas de 10 a 1000 Hz para eletrodos de superfície, e de 20 a 2000 Hz para eletrodos intramusculares (SODEBERG; COOK, 1984). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral no mesmo membro inferior avaliado. Pois de acordo com a *Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles*, o ponto de referência para coleta do sinal eletromiográfico do músculo tibial anterior é ao redor do tornozelo.

Para a coleta do sinal eletromiográfico, foi utilizado um canal do eletromiógrafo e dois eletrodos de superfície diferencial do tipo Ag/AgCl, sendo um dos mais utilizados de acordo com De Luca (1997). O eletrodo foi posicionado perpendicularmente às fibras do músculo tibial anterior, em 1/3 na linha entre a ponta da fibula e na ponta do maléolo medial, conforme recomendado pela *Surface Electromyography for the Non Invasive Assessment of Muscles*, para atingir a zona de inervação e reduzir o risco *cross-talk*.

Foi feito três tipos de coleta eletromiográfica para cada indivíduo: a primeira foi para a captação do sinal eletromiográfico em solo estável do músculo tibial anterior. Para isso o indivíduo ficou em posição ortostática em solo estável. Na posição unipodal no chão. A segunda coleta foi feita para a captação do sinal eletromiográfico em solo instável do músculo tibial anterior. Para isso o indivíduo foi colocado sobre uma cama elástica de forma que um dos pés esteja apoiado e equilibrando-se sobre ela e o outro suspenso sem apoio. A terceira coleta consistiu em uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em inversão, para captação do sinal do músculo tibial anterior. O sinal será captado por 10 segundos em todas as coletas.

Durante a coleta dos dados, foi realizado estímulo verbal com a palavra “Força” com intensidade de forma a estimular uma maior contração muscular, durante os 10 segundos de coleta do sinal eletromiográfico. Os sinais eletromiográficos foram armazenados e processados pelo software para eletromiografia Miograph USB. Os dados foram analisados pelo programa Miograph (RMS) e SAD. Foram avaliados os parâmetros eletromiográficos no domínio temporal, a amplitude eletromiográfica expressa em RMS (*Root Mean Square*).

Os sinais eletromiográficos coletados foram filtrados com o passa banda com frequência mínima de 20 Hz e frequência máxima de 450 Hz. O sinal eletromiográfico foi processado nos domínios do tempo. Para análise do domínio do tempo, foi calculado o valor de RMS.

O processamento do sinal eletromiográfico foi executado pelo software Miograph e pelo software SAD 32. No software Miograph, foi utilizado à função específica para obter os valores de RMS. Após a coleta do sinal eletromiográfico os indivíduos foram submetidos ao teste Agilidade e Equilíbrio Dinâmico (AGIL).

### Análise Estatística

Para a análise estatística entre os sujeitos do mesmo grupo foi utilizado o teste *t student* paramétrico, e entre grupos diferentes foi utilizado o teste *t student* não paramétrico, para intervalo de confiança  $p < 0,05$ . Para a elaboração dos gráficos deste estudo, foram utilizados os softwares Microsoft Excel® e Prism 5.0®.

### Resultados e Discussão

A amostra foi composta por 13 indivíduos, sendo sete do gênero feminino e seis do gênero masculino. Abaixo tabela com médias de idade, peso e IMC dos sujeitos do estudo.

**Tabela 1:** Médias de idade, peso, altura e IMC dos indivíduos da amostra.

	Feminino	Masculino
Idade (anos)	65,4 ± 3,2	64,8 ± 3,7
Peso (Kg)	64,5 ± 7,7	87,06 ± 8,3
Estatuta (M)	1,56 ± 0,07	1,75 ± 0,05
IMC (Kg/M <sup>2</sup> )	26,5 ± 2,1	28,4 ± 0,05

Observa-se na tabela 1 que, de acordo com o IMC encontrado, os idosos de ambos os gêneros apresentam sobrepeso e que já iniciam a terceira idade com este excesso. Conforme a Organização Mundial da Saúde, o crescente aumento da prevalência da obesidade se caracteriza como uma pandemia global, constituindo-se em grave problema para o âmbito da Saúde Pública (OMS, 1997).

Com relação à atividade física, dos 7 indivíduos praticantes, 5 são do gênero feminino e 2 do gênero masculino. Esses resultados corroboram com os encontrados no estudo de Pereira; Okama (2009) que verificaram que a maioria dos alunos que ingressaram em um programa de atividade física para Idoso tinha entre 60 e 70 anos de idade e eram mulheres. Além disso, essas idosas iniciaram ou reiniciaram suas atividades físicas no início da velhice, chamando atenção para o fato das mulheres possuírem maior capacidade para mudança de comportamento e de estilo de vida do que os homens.

Quanto às queixas do grupo feminino: 3 indivíduos relataram dificuldades na realização das atividades de vida diária (AVD's); 2 indivíduos referiram fraqueza muscular em membros inferiores; 3 indivíduos relataram dor muscular nos membros inferiores quando permanece longo período na posição ortostática ou quando fazem longas caminhadas; 2 indivíduos referem desequilibrar-se facilmente; 3 indivíduos sofreram queda nos últimos dois anos.

Já no grupo masculino: 3 indivíduos relataram dor muscular nos membros inferiores quando permanece longo período na posição ortostática ou quando fazem longas caminhadas; 1 indivíduo refere desequilibrar-se facilmente; 1 indivíduo sofreu queda nos últimos dois anos.

O presente estudo demonstra que entre as queixas, as mulheres referiram fraqueza muscular; dificuldades nas (AVD's); dor muscular e que sofreram mais quedas do que os homens nos últimos dois anos. O que corrobora com Fried et al (2000) que afirmam que as mulheres, por possuírem uma menor quantidade de massa magra e força muscular, estão mais susceptíveis à queda em relação aos homens de mesma idade, assim como estão mais expostas aos fatores extrínsecos, devido à realização de atividades domésticas.

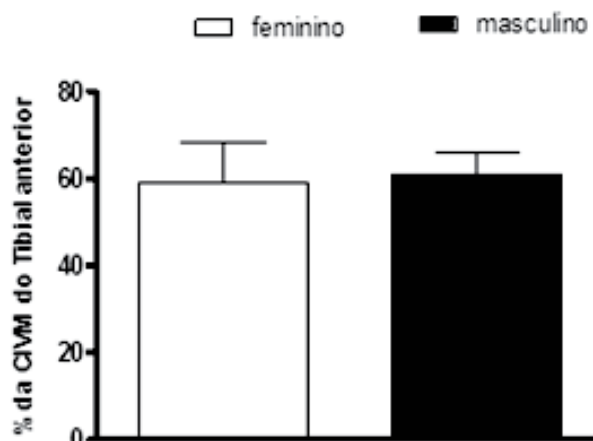
**Tabela 2:** Médias dos Valores de RMS do TA de ambos os gêneros nos diferentes tipos de solo.

	Solo estável	Solo Instável
Feminino	0,142 ± 0,062	0,166 ± 0,059
Masculino	0,194 ± 0,056	0,204 ± 0,098

Os valores médios aproximados da RMS do músculo tibial anterior no presente estudo foram 0,166µV no gênero feminino e 0,204µV no gênero masculino em solo instável conforme ilustra a tabela 2. Já no estudo de Ferreira et al. (2009), que verificou o recrutamento do mesmo músculo em

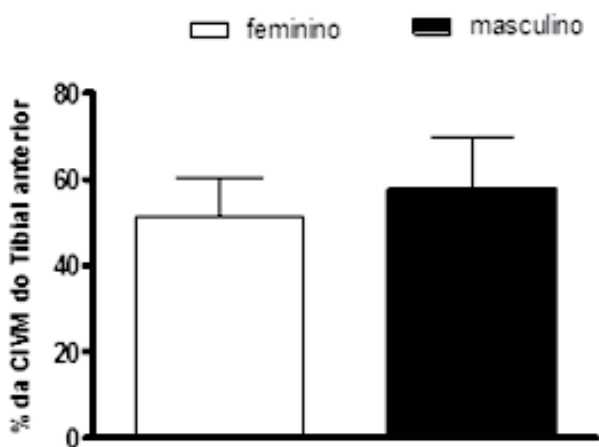
indivíduos adultos ( $21 \pm 1$  ano), observou-se valores de RMS de aproximadamente  $0,90\mu V$ . Essa diferença nos valores de RMS entre idosos e adultos jovens sugerem que indivíduos idosos necessitam de um recrutamento de fibras muscular maior quando comparado aos indivíduos adultos jovens para manter o equilíbrio em apoio unipodal em solo instável. Desta forma pode-se sugerir que com o avançar da idade, é necessário um recrutamento maior em situações de desequilíbrio (FRONTERA, et al., 1991); (GUCCIONE, 2002). A partir da diferença de recrutamento encontrada ressalta-se a importância do trabalho de propriocepção na população idosa para melhora da consciência da postura, do movimento e das mudanças no equilíbrio, assim como conhecimento da posição (OSBORNE, et al., 2001). Acredita-se que exercícios que provocam maiores distúrbios no equilíbrio estimulam maior atividade muscular (FERREIRA, et al., 2009). Esses exercícios instáveis são usados para auxiliar na reabilitação do articular e muscular, sendo relacionados com a estabilização e reabilitação do joelho e tornozelo (HOLM, et al., 2004; VERHAGEN, et al., 2005). Diversos exercícios proprioceptivos, inclusive o treinamento em plataformas instáveis, são realizados na reabilitação e no condicionamento neuromuscular para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular (STROJNIK; VENGUST; PAVLOVIC, 2002).

### Diferença entre gêneros no solo instável



**Figura 1:** Atividade Eletromiográfica do músculo tibial anterior em solos estável e instável em idosos de ambos os gêneros (Valores em % do RMS da CIVM).

### Diferença entre gêneros no solo estável

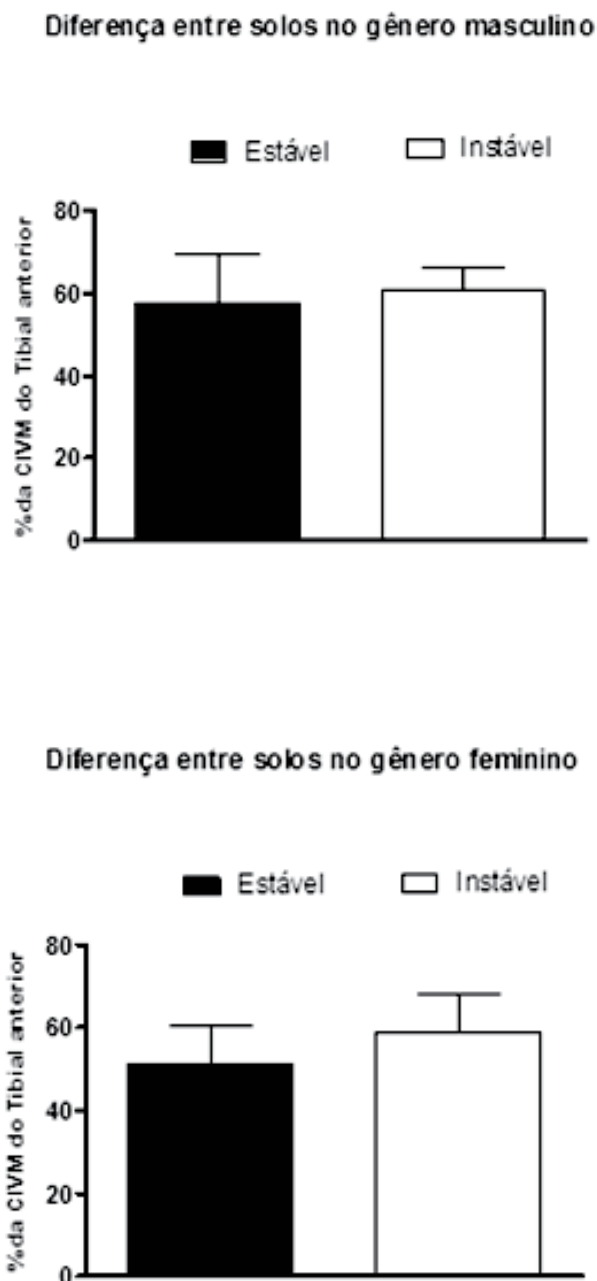


Observa-se na figura 1 que não houve diferença significativa ( $p = 0,05$ ) nos valores de RMS entre os gêneros masculino e feminino tanto no solo estável quanto no solo instável.

Para Fabrício; Rodrigues; Costa Júnior (2004), queda pode ser definida como uma ação não intencional que resulta na mudança de posição do indivíduo para um nível abaixo da sua posição inicial. Aproximadamente 1/3 dos idosos que tem 65 anos de idade, de acordo com Papaléo Netto (2002) que moram em casa sofrem uma queda por ano, e cerca de um, em quarenta deles, será hospitalizado.

Com base no exposto acima, Miranda; Mota; Borges (2010) propuseram verificar através de uma pesquisa qualitativa, utilizando como instrumento de coleta de dados uma entrevista estruturada, os fatores de risco de quedas em idosos não institucionalizados. Quanto aos resultados verificou-se um maior número de quedas em idosos do gênero masculino, entretanto as mulheres entrevistadas sofreram maior reincidência de quedas. De acordo com Fried, et al., (2000) as mulheres por possuírem uma menor quantidade de massa magra e força muscular estão mais susceptíveis à queda em relação aos homens de mesma idade, assim como, estão mais expostas aos fatores extrínsecos, devido à realização de atividades domésticas.

Esperava-se um recrutamento muscular do tibial anterior maior em mulheres do que nos homens. Isso vai de acordo com Shepherd, (2003); Nelson, M. E. (2007), que levantaram evidências epidemiológicas que sustentam o efeito positivo de um estilo de vida ativo e/ou do envolvimento dos indivíduos em programas de atividade física ou de exercício físico, na prevenção e minimização dos efeitos deletérios do envelhecimento.



**Figura 2:** Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior em idosos dos gêneros feminino e masculino nos diferentes tipos de solo (valores em % do RMS da CIVM).

Observa-se na figura 2, que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,05$ ) nos valores de RMS entre os diferentes tipos de solo nos gêneros feminino e masculino.

Os achados aqui encontrados são semelhantes aos de Callegari, et al., (2010), que avaliaram ativação muscular dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior em diferentes exercícios proprioceptivos para o tornozelo em apoio unipodal em indivíduos jovens. Os exercícios foram realizados no solo, na cama elástica, balancinho e prancha de equilíbrio.

Não se encontrou diferença significativa de ativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio na cama elástica, quando comparada à prancha de equilíbrio.

Ambos os equipamentos, cama elástica e a prancha proprioceptiva, utilizados nos estudos citados acima, dispõem de superfície sujeita a instabilidade, efeito aumentado com apoio unipodal, o que desloca o centro de gravidade, provocando desequilíbrio constante (KRAUSS; MISIASZEK, 2007). Porém o solo, por ser fixo, exige dos voluntários um menor recrutamento de fibras musculares, diminuindo o número de interações entre a ativação neural e as células musculares (ARAGUAS, 1994; GOUVALI; BOUDOLOS, 2005).

A propriocepção contribui para a precisão da programação motora necessária para o controle neuromuscular dos movimentos e também contribui para o reflexo muscular, proporcionando estabilidade dinâmica conjunta (CONCEIÇÃO; SILVA, 2007).

No presente estudo foi observado que não houve diferença na atividade muscular do músculo tibial anterior entre o solo estável (chão) e solo instável (cama elástica) tanto em idosos do gênero masculino, quanto em idosos do gênero feminino. Estes achados corroboram com o estudo de Ferreira, et al., (2009), que testou a atividade eletromiográfica dos músculos do tornozelo em diferentes tipos de solos instáveis: Cama elástica, balancim e disco proprioceptivo. Houve um aumento significativo ( $p \leq 0,05$ ) na maioria dos solos, porém a cama elástica não apresentou diferenças significativas na atividade eletromiográfica, mantendo seus valores próximos ao solo estável. Entretanto o músculo tibial anterior apresentou maior atividade eletromiografia em todos os solos, tanto estável como instável, sendo o músculo mais solicitado. O que pode sugerir sua importância na estabilização do tornozelo e consequentemente o equilíbrio.

Em contrapartida aos valores achados citados acima segue os resultados encontrados por Oliveira, et al., (2006) que avaliaram os músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial de cinco indivíduos durante a utilização de dois modelos de tábuas de equilíbrio em diferentes apoios. Os resultados obtidos evidenciaram maior atividade mioelétrica no músculo gastrocnêmio medial, comparativamente com o músculo tibial anterior durante os testes com os pés mais próximos e com os pés mais afastados, em ambas as tábuas proprioceptivas.

Acredita-se que exercícios que provocam maiores distúrbios no equilíbrio causam maior atividade muscular, mas existe a necessidade de se determinar e selecionar qual o músculo possui maior importância na manutenção do equilíbrio do tornozelo.

Tem sido muito estudado o mecanismo de ativação muscular antecipatória em resposta a um determinado estímulo. Postula-se que a capacidade de preparar os músculos antes do movimento, a pré-resposta, é conhecida como *feed-forward* do controle motor. Um músculo pode ser pré-ativado pelo sistema nervoso central para prevenir os movimentos e as cargas articulares. Os músculos pré-ativados podem fornecer compensação rápida para as descargas externas e são essenciais para a estabilização dinâmica da articulação. A atividade muscular preparatória contribui com o sistema de restrição dinâmica em diversos pontos, aumentando o nível de ativação muscular antes da chegada da carga externa,

onde as propriedades de rigidez de toda a unidade muscular podem ser aumentadas (VOIGHT; COOK, 2003).

alcançados pelos homens em comparação com os valores das mulheres.

As desigualdades, com melhores escores para as mulheres, entre os tempos dos testes de agilidade/equilíbrio dinâmico podem ser explicadas pela maior prática de atividades domésticas realizadas pelas idosas que supera o tempo de atividades dos homens idosos (CARDOSO, et al., 2008).

Quanto à variação do tempo, no presente estudo, encontraram-se as seguintes variações: nas mulheres menor tempo de 17,3 segundos e maior de 24,3 segundos, enquanto nos homens menor tempo de 16,7 segundos e maior de 23,01 segundos. Segundo Osness, et al., (1990) o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico envolve a atividade total do corpo (movimento para frente, mudança de direção e mudança da posição do corpo). O teste relaciona-se com os movimentos funcionais desta população estudada para a sua realização das AVD's possibilitando uma verificação quantitativa desta aptidão funcional.

Agilidade e equilíbrio dinâmico AGIL são exigidos em muitas atividades do cotidiano do idoso, como andar desviando-se de outras pessoas e obstáculos (mesas, cadeiras, etc.), locomover-se carregando objetos e andar rapidamente pela casa para atender ao telefone ou campainha. Portanto, manter bons níveis de AGIL pode contribuir para qualidade de vida e também na prevenção de quedas, pois ele conseguirá recuperar o equilíbrio mais facilmente (BARBANTI, 1997).

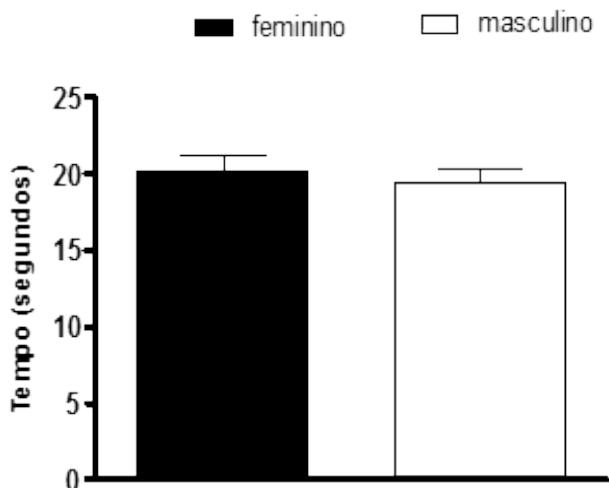
Quando comparado com outros estudos observa-se que a amostra do presente estudo apresentou menor tempo para realização do teste. Isso pode ser comprovado quando comparamos a média obtida no estudo de Mazo, et al., (2010) para o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico AGIL que foi de  $24,56 \pm 6,78$  com a média ( $19,4$  segundos) encontrada no presente estudo para os homens. Já as mulheres do presente estudo obtiveram média de  $20,19 \pm 2,6$  enquanto que as mulheres do estudo de Zago; Gobbi (2003) obtiveram média de  $21,4 \pm 19,6$ . Podemos verificar então que os indivíduos desta amostra têm uma melhor agilidade e equilíbrio dinâmico quando comparado aos indivíduos das amostras citadas anteriormente.

### Considerações Finais

Não houve diferença significativa, nos valores de RMS do músculo tibial anterior, entre os gêneros no solo estável e instável, entretanto os resultados das médias dos valores de RMS do músculo tibial anterior, em solo instável, dos indivíduos idosos são consideravelmente maiores que os valores de RMS de adultos jovens, o que indica que idosos necessitam de um recrutamento de fibras muscular maior quando comparado aos adultos jovens para manter o equilíbrio em apoio unipodal em solo instável;

A partir dos resultados apresentados no presente estudo, ressalta-se a importância do trabalho de propriocepção para a melhora da reatividade e do padrão de recrutamento neuromuscular em idosos buscando a melhora da capacidade funcional, já que com o decorrer da idade há uma queda no recrutamento muscular do músculo tibial anterior. Ainda também contribuir no campo da saúde coletiva, para redução dos gastos públicos devido as consequências das quedas que ocorre, devido à incapacidade funcional dos idosos.

### Teste de agilidade e mobilidade funcional



**Figura 3:** Tempo do teste AGIL em idosos do gênero feminino e masculino.

De acordo com a figura 3 não houve diferença estatisticamente significativa ( $p= 0,05$ ) no tempo de realização do teste de equilíbrio estático e dinâmico entre os grupos analisados neste estudo. Na literatura atual, existem diversos testes para verificar a mobilidade, o equilíbrio e o risco de queda na população idosa. Um dos testes mais utilizados na literatura para avaliar a agilidade em idosos é o teste de agilidade e equilíbrio dinâmico da bateria de testes da AAHPERD (*American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*) (OSNESS, et al., 1990).

Uma vez que agilidade é a capacidade que o indivíduo tem de realizar movimentos rápidos com mudança de direção e sentido (ROCHA, 1995) esta consiste em um tipo de velocidade caracterizada por movimentos acíclicos (BARBANTI, 1997). Sendo seus principais fatores influenciadores: força; velocidade; flexibilidade e coordenação (ROCHA, 1995).

A média de tempo encontrada no presente estudo foi de  $20,19 \pm 2,6$  segundos para o gênero feminino e  $19,4 \pm 2,34$  segundos para o gênero masculino. Pode-se observar uma tendência para um menor tempo para realização do teste pelos homens apesar de não haver significância estatística. Isso se opõe ao que diz Mazo, et al., (2010) que buscou desenvolver valores normativos para a aptidão funcional e o índice de aptidão funcional geral (IAFG) para homens e mulheres de 60 a 69 anos. Os resultados indicam que os idosos levaram mais tempo para realizar o teste AGIL do que as idosas.

No estudo de Zago; Gobbi (2003) verificou-se também que as idosas apresentaram, para o teste de equilíbrio e agilidade dinâmico, valores mínimo e máximo de, respectivamente, 15,4 e 51,4 segundos. Já os idosos do gênero masculino, no estudo de Mazo, et al., (2010) obtiveram valores entre 14,53 e 60 segundos, quando do cumprimento da mesma tarefa. Nota-se uma variação maior entre os valores

No Brasil, o número de pesquisas com a atividade eletromiográfica em idosos em diferentes solos ainda é escassa, a pesquisa demonstra que a temática é relativamente atual e importante para que forneça parâmetros para a população em idosa e subsídios para os profissionais da saúde. Há necessidade de estudos para comparação do recrutamento muscular entre o solo estável e outro tipo de solo instável como, por exemplo, balancinho ou prancha de equilíbrio. Sugere-se continuidade do estudo para aumentar o tamanho da amostra, bem como avaliação do recrutamento muscular de diferentes músculos envolvidos no equilíbrio e em diferentes solos.

## Referências

ARAGUAS, R. Propriocepción en rehabilitación de lesiones deportivas. **Rev Asoc Argent Traumatol Deporte**, v. 1, n. 1, p. 36-41, 1994.

BARBANTI, V. J. **Teoria e prática do treinamento desportivo**. 2. ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1997.

CALLEGARI, B.; et al., Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 17, n. 4, p. 312-316, 2010.

CAMPBELL, A. J. et al., Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. **Age and Ageing**, 19, 136-141, 1990.

CARDOSO, A. S.; et al., Comparação do nível de atividade física em relação ao gênero de idosos praticantes de grupos de convivência. **Revista Ciências do Envelhecimento Humano**, v. 5, n. 1, p. 9-18, 2008.

CARVALHO FILHO E. T.; PAPALÉO NETTO, M. **Geriatría: fundamentos, clínica e terapêutica**. 2ª ed. São Paulo (SP): Atheneu; 2006.

CASALE, R.; et al., Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study application. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, n. 4, p. 513-517, 2003.

CONCEIÇÃO, S. B.; SILVA, J. Análise Eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior e Fibular Longo em Portadores de Entorse Crônica de Tornozelo. **Perspectivas Online**, v. 1, n. 4, p. 88-97, 2007.

COUTINHO, E. S. F.; SILVA, S. D. Uso de medicamento como fator de risco para fratura grave decorrente de queda em idoso. **Cad. Saúde Pública**, v. 18, n. 5, p. 1359-1366, 2002.

De LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J. Appl Biomech**, v. 13, p. 135-163, 1997.

FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; COSTA JUNIOR, M. L. Causas e conseqüências de queda de idosos atendidos em hospital público. **Rev. Saúde Pública**, São Paulo, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2004.

FERREIRA, L. Efeitos do envelhecimento, do nível de atividade física e do treinamento com exercícios resistidos sobre a força muscular máxima diferenciada entre membros superiores e inferiores em mulheres. 2005. 143 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade Humana) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2005.

FERREIRA, L. A. B.; et al., Análise da Atividade Eletromiográfica dos músculos do tornozelo em solo estável e instável. **Fisioter Mov**, v. 22, n. 2, p. 177-187, 2009.

FOLDAVARI, M.; et al., Association of muscle power with functional status in community-dwelling women. **J. Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 55, n. 4, 2000.

FRONTERA, et al., A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. **Journal of Applied Physiology**. Vol. 71 n. 2, p. 644-650, 1991.

FRIED, L. P.; et al., Frailty in older adults. **J Gerontol A BiolSci Med Sci**, v. 56, n. 3, 2001.

GABRIEL, D. A.; et al., Analysis of surface EMG spike shape across different levels of isometric force. **J Neurosci Methods**, v. 159, p. 146-152, 2007.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GOUVALI, M. K.; BOUDOLOS, K. Dynamic and electromyographical analysis in variants ospuch-up exercise. **J. Strenght Cond Res**, v. 19, n. 1, 146-151, 2005.

GUCCIONE, A. A. **Fisioterapia Geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2. ed, 2002.

GUIMARÃES, R. M.; CUNHA U. G. V. **Sinais e sintomas em geriatria**. 2. ed. São Paulo (SP): Atheneu; 2004.

HOLM, I.; et al., Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. **Clin J. Sport Med.**, v. 14, 2004.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (BR). Indicadores sociais Disponível em: <[http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/indicadores\\_sociais\\_municipais/indicadores\\_sociais\\_municipais\\_tab\\_uf\\_zip.shtm](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/indicadores_sociais_municipais/indicadores_sociais_municipais_tab_uf_zip.shtm)>. Acesso em: 02 set. 2014

KRAUSS, E. M.; MISIASZEK, J. E. Phase-specific modulation of the soleus H-reflex as a function of thear to stability during walking. **Exp Brain Res.**, v. 181, n. 4, 2007.

LOPES, K. T.; et al., Prevalência do medo de cair em uma população de idosos da comunidade e sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico, risco e histórico de quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 3, p. 223-229, 2009.

- MAZO, G. Z.; et al., Valores normativos e aptidão funcional em homens de 60 a 69 anos de idade. **Rev. Bras Cineantropom Desempenho Hum**, v. 12, n. 5, 316-323, 2010.
- MIRANDA, R. V.; MOTA, V. P.; BORGES, M. M. M. C. Quedas em idosos: identificando fatores de risco e meios de prevenção. **Revista Enfermagem Integrada**, v. 3, n. 1, p. 453-464, 2010.
- MERLETTI, R.; SABBAHI, M. A.; De LUCA, C. J. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 52, n. 3, p. 258-65, 1984.
- MERLETTI, R.; KNAFLITZ, M.; De LUCA, C. J. Electrically evoked myoelectric signals. **Crit Rev Biomed Eng**, v. 19, p. 293-340, 1992.
- NELSON, M. E. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Med Sci Sports Exerc**, v. 39, n. 4, 1423-1434, 2007.
- OLIVEIRA, F. B.; et al., Avaliação de dois modelos de tábua proprioceptiva com dois tipos de apoios por meio da eletromiografia de superfície. **Fisioterapia Bras**, v. 7, n. 3 2006.
- OSBORNE, M. D.; et al., The effect of ankle disk training on muscle reaction in subjects with a history of ankle sprain. **Am J Sports Med**, v. 29, n. 5, p. 627-632, 2001.
- OSNESS, W. H.; et al., **Functional fitness assessment for adults over 60 years**: a field based assessment. Reston: AAHPERD, 1990.
- PAPALÉO NETTO, M. **Gerontologia: A velhice e o envelhecimento em visão globalizada**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2002, p. 3-12.
- PIJNAPPELS, M., N. D.; et al., Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 2, p. 188-196, 2008.
- PIJNAPPELS, M. et al., Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **Eur. J. Appl. Physiol.** 102, n. 5, p. 585-592, 2008.
- PEREIRA, J. R. P.; OKAMA, S. S. O perfil dos ingressantes de um programa de educação física para idosos e os motivos da adesão inicial. **Rev. bras. Educ. Fís. Esp.**, v. 23, n. 4, 2009.
- PEREIRA, C. L. N.; VOGELAERE, P.; BAPTISTA, F. Role of physical activity in the prevention of falls and their consequences in the elderly. **Eur Rev Aging Phys Act**, v. 5, p. 51-58, 2008.
- PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev. Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p. 709-716, 2002.
- PIKLES, B.; et al., **Fisioterapia na terceira idade**. 2. ed. São Paulo: Santos, 2000.
- PORTNEY, L. G.; ROY, S. H. **Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa**. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. Fisioterapia avaliação e tratamento. 4. ed. São Paulo: Manole, p. 213-256, 2004.
- ROCHA, P. E. C. P. **Medidas e avaliação em ciências do esporte**. 1. ed. Rio de Janeiro: Sprint, 1995. 143p.
- SHEPHARD, R. J. **Envelhecimento, atividade física e saúde**. São Paulo: Phorte; 2003.
- SODEBERG, G. L.; COOK, T. M. Electromyography in Biomechanics. **Phys Ther**, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.
- SOUZA, L. S.; FEIJÃO, M. R. F. A Terapia Ocupacional na prevenção de quedas em idosos. Natal. Monografia [Graduação em Terapia Ocupacional] – Universidade Potiguar; 2010.
- STROJNIK, V.; VENGUST, R.; PAVLOVIC, V. The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. **Cell Mol Biol Lett**, v. 7, n. 1, 2002.
- TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.
- VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. **Rev. Saúde Pública**, v. 43, n. 3, p. 548-554, 2009.
- VERHAGEN, E. A. L. M.; et al., An Economical Evaluation of a Proprioceptive Balance Board Training Program for the Prevention of Ankle Sprains in Volleyball. **Br J Sports Med**, v. 39, n. 2, p. 111-115, 2005.
- VOIGHT, M. L, COOK, G. **Controle neuromuscular deficiente**: treinamento de reativação neuromuscular. In: Prentice WE, Voight ML. Técnicas de reabilitação musculoesquelética. Porto Alegre: Artmed; 2003.
- ZAGO, A. S.; GOBBI, S. Valores normativos da aptidão funcional de mulheres de 60 a 70 anos. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 11, n. 2, p. 77-86, 2003.
- ZANELLA, A. L.; et al., Processo do Envelhecimento humano. **Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício**, v. 9, n. 2, p. 100, 2010.
- ZWARTS, M. J.; DROST, G.; STEGEMAN, D. F. Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases. **J. Electro myography Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 287-291, 2000.